

空気圧人工筋を用いた免荷式歩行訓練システムの開発～計測制御系の構築～

Development of Body Weight Support Gait Training System using Pneumatic McKibben Actuator

~Development of Measurement and Control System~

○ 瀬谷泰我 (芝工大) 柴田芳幸 (都立産技高専) M.A.Mat Dzahir (芝工大) 渡邊健一 (芝工大)

山本紳一郎 (芝工大)

Taiga SEYA, Shibaura Institute of Technology
Yoshiyuki SHIBATA, Tokyo Metropolitan College of Industrial Technology
M.A.Mat Dzahir, Shibaura Institute of Technology
Kenichi WATANABE, Shibaura Institute of Technology
Shinichiro YAMAMOTO, Shibaura Institute of Technology

Abstract: The purpose of this study was to develop the bodyweight support gait training system for stroke and the spinal cord injury patient. This bodyweight support gait training system consists of an orthosis powered by pneumatic McKibben actuators, double belt treadmill with force sensor, and equipment of body weight support. Attachment of the powered orthosis is able to fit to each subject who has difference of body size. This powered orthosis is driven by pneumatic McKibben actuator. This control program provides orthosis movement which is based on healthy person's gait pattern. However the control strategy should apply to each patient's gait pattern. Therefore, it is necessary for our system to measure the each subject's gait pattern. In this study, we reported to improve the measurement and control system, and analyze the gait parameter.

Key Words: Power assist, Life Support, Welfare Engineering

1. 研究背景・目的

脊髄損傷者の歩行機能の回復には、トレッドミル免荷式歩行訓練が有効であるといわれている。Wernigらは不完全脊髄損傷者への免荷式歩行訓練を行い、歩行機能回復の効果について報告している⁽¹⁾。また、Colomboら⁽²⁾は、機械的にトレッドミル免荷式歩行訓練を行うことのできるDriven Gait Orthosis (Lokomat, Hocoma社製)を開発した。Dietzら⁽³⁾はこのLokomatを不完全脊髄損傷者の訓練に用いて、歩行機能の再獲得において有効であると報告している。

我々のグループでは、動力に空気圧人工筋を用いた免荷式歩行訓練システムを開発してきた (Fig.1)。空気圧人工筋の利点は安全で軽量かつハイパワーな点である。空気圧人工筋は、メッシュスリーブでゴムチューブを覆い、両端が金具で固定された構造である。これにより、圧縮空気を送ることで内側のゴムチューブが膨張した際、外側のメッシュスリーブがそれを抑制するように働き、空気圧人工筋の全長が短くなる。つまり、空気圧人工筋は、ヒトの筋と同様に収縮して力を発揮する。本免荷式歩行訓練システムでは空気圧人工筋をヒトの筋骨格系と同様に配置することで、患者の麻痺筋の部位や程度にあわせ、歩行機能改善を行うアシスト制御を目標としている。下肢装具の制御は健常者の歩行中の関節角度を入力値としており、計測している装具の関節角度をフィードバック値に用い位置制御を行っている。しかしながら、この制御は健常者の歩行周期を再現するプログラムであり、様々な患者の歩容に合わせた制御ではないため、被検者ごとに適した歩行のアシストを行えていない。

本研究の最終目標は個々の被検者の歩容をリアルタイムで計測し、被検者の歩容をアシスト制御するシステムを構築することである。今回の報告ではアシスト制御を行うため、被検者の歩行を阻害しない計測システムの確立と歩行パラメータの解析を目的とした。

2. システム構成

本システムは免荷装置、動力付装具部、ダブルベルトトレッドミル(ベルテック社, W1500)、制御系から構成される。

2-1 計測システム

動力付装具部には股関節、膝関節にポテンショメータが設置してあり、装具部の大腿部フレームと下腿部フレームの角度を計測している。また、動力に利用している空気圧人工筋は圧力センサを設置することで圧力の計測している。トレッドミルは四隅に鉛直方向1軸のロードセルが搭載されており、以下の校正式から垂直反力とCenter of pressure (COP)座標の計測が可能である。しかしトレッドミルの床面は一枚板のため、COPは両足の合成成分で算出される。

$$(Fz, Mx, My) = \begin{pmatrix} roadcell \\ 1 & 2 & 3 & 4 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 495.6 & 508.85 & 498.31 & 504.74 \\ 16107 & 730.2 & 715.57 & 165.05 \\ -21.806 & -23.407 & -362.27 & -365.94 \end{pmatrix} \dots(1)$$

$$COPx = -My / Fz \dots(2)$$

$$COPy = Mx / Fz \dots(3)$$

2-2 制御系

空気圧人工筋を拮抗単関節筋配置した際の制御系をFig.2に示した。空気圧人工筋に電空レギュレータ(SMC社製, ITV2050-312S-X26)で圧力を印加し、関節角度をフィードバック値に利用して歩行を再現する制御を行う。

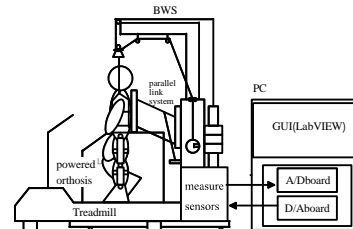


Fig. 1 Body Weight Support Gait Training System and Powered Orthosis

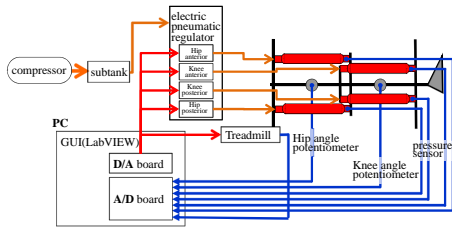


Fig. 2 measurement & control system

3. 計測アルゴリズム

歩行の解析を行う際に踵接地は重要である。これまで本システムの踵接地判別はフットスイッチで行ってきた。しかしフットスイッチの装着位置は被検者によって異なるため、安定した測定が行えなかった。そこで被検者に計測装置を装着せず、床反力計から踵接地の判別と歩行パラメータの計測を行うプログラムを Matlab によって開発した。踵接地判別は COP 座標に焦点をあて、アルゴリズムの構築を行った。床反力計より得られた COP 座標の軌跡から X 座標成分と Y 座標成分を抽出し、式(4), (5)を用いて踵接地の判別を行った。本プログラムで計測可能なパラメータは垂直反力, COP 座標, 踵接地, cadence, step length である。

$$COPy > average(COPy') + 2 * stdev(COPy') \dots (4)$$

$$COPx < average(COPx) \dots (5)$$

4. 実験

4-1 実験 1 速度変化によるプログラムの妥当性

開発したプログラムの性能評価するため速度変化におけるシステムの妥当性を調べた。被検者は健康成人男性 6 名 (age:22.83 ± 1.17 [year], height:174.57 ± 4.69[cm], weight : 64.46 ± 5.87 [kg]) で行った。実験条件はトレッドミル速度を 1.0km/h から 2.5km/h まで 0.5km/h 刻みで速度を変更して 1 分間の歩行を計測した。また一部のパラメータの検定には一元配置の分散分析を用いた。

4-2 実験 1 結果と考察

各速度における垂直反力 Fz[kg] と COP の軌跡 Fig.3 に、各パラメータの結果を Fig.4 に示した。

実際の踵接地回数とプログラムで判別した回数的一致率は 98.6% で高い水準で踵接地を判別できた。速度の増大に伴い、被検者の cadence に有意な差が見られた(p<0.01)が、step length においては有意な差は見られなかった(p>0.05)。つまり、被検者はトレッドミル速度が増大すると step length を維持した状態で、cadence を増大させることにより速度に適応していることが分かった。また Fig.3 より Fz は cadence の増大に伴い、変位量が增大した。以上よりこの実験条件において本プログラムは各パラメータを計測することに対して妥当であると考えられる。

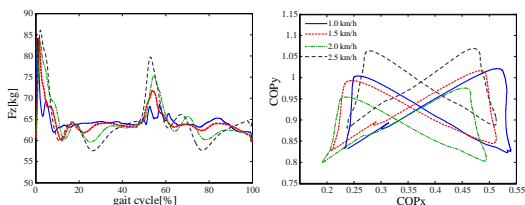


Fig.3 Fz & COP position while gait cycle

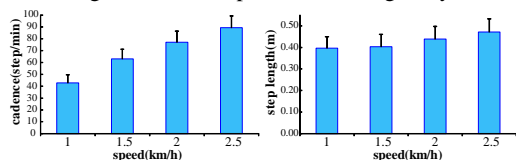


Fig.4 gait parameters

4-3 実験 2 免荷・装具着用によるプログラムの妥当性

本システムでは被検者を免荷した状態や動力付下肢装具を装着して訓練を行う。実験 1 と同じプログラムで異なる免荷量や装具装着・非装着で計測が可能であるか試験した。被検者は健康成人男性 1 名 (age:22[year], height:178[cm], weight:66.2[kg]) で行った。実験課題は免荷量 0%, 30%, 50%, 70% の状態で下肢装具を非装着 (without orthosis) と装着 (with orthosis) で歩行を行った。計測項目は床反力計, フットスイッチとし, サンプリング周波数は 1000[Hz], 歩行速度は 1.0[km/h] で計測した。

4-4 実験 2 結果と考察

フットスイッチで測定した踵接地数と本プログラムで判別した踵接地数的一致率を Table.1 に示した。また免荷状態かつ装具装着・非装着の COP 座標の比較を Fig.5 に示した。

Table.1 より実験 1 の結果(98.6%)と比較して精度は低下した。また免荷量が増加するに伴い、装着時・非装着時でも精度は低下し、非装着時ではさらに精度が低下した。Fig.5 より装着時の COPx 座標は 70%免荷を除き、0.3 から 0.5 の範囲内で変位した。また装着時・非装着時どちらも免荷量が増大すると COPy 座標は後方に変位した。

装具の装着・非装着間における踵接地の一致率は装着時が高い割合を示した。これは装具の可動域が前後方向にあり、左右方向への変位を制限するため、安定した歩行が再現できたが、非装着時では被検者を固定するものがなく、左右の変位が不安定になったと考えられる。免荷量が増大するにつれて COPy 座標は後方に変位した。本システム (Fig.1) の下肢装具の固定には平行リンク機構を使用しており、免荷装置で被検者を免荷すると鉛直上方向に力が働き、下肢装具も鉛直上方向に移動する。この時、平行リンク機構により歩行位置は後方に移動するため、免荷量の増大に伴い COPy 座標は後方に移動したと考えられる。

以上より本プログラムは装具の装着時は妥当な値を示したが、非装着かつ免荷状態では精度が低下することが明らかになった。

5. まとめ

本プログラムの速度変化における各パラメータの計測は妥当であった。しかし、免荷、装具装着・非装着時における各パラメータの同定は精度が低下した。被検者を増やし、計測の難しいパラメータを特定し、他の計測デバイスの導入で、パラメータを同定する精度を上げる必要がある。

Table.1 validity on body weight support rate VS with orthosis or without orthosis

body weight support rate	without orthosis	with orthosis
0%	89%	100%
30%	100%	100%
50%	88%	92%
70%	68%	85%

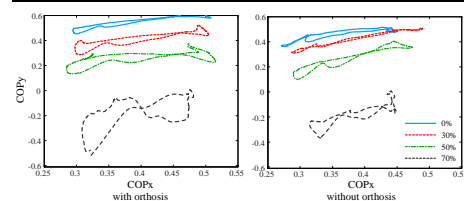


Fig.5 COP trajectory

参考文献

- (1) Wernig A et al, Eur J Neurosci, 7, 823-829, 1995.
- (2) Colombo G et al, J Rehabil Res Dev, 6, 693-700, 2000.
- (3) Volker Dietz et al, Brain, 125, 2626-2634, 2002.